

⑯ BUNDESREPUBLIK

DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

⑯ **Patentschrift**  
⑯ **DE 44 22 710 C 1**

⑯ Int. Cl. 6:

**A 61 M 15/00**

**DE 44 22 710 C 1**

⑯ Aktenzeichen: P 44 22 710.8-35  
⑯ Anmeldetag: 29. 6. 94  
⑯ Offenlegungstag: —  
⑯ Veröffentlichungstag der Patenterteilung: 14. 9. 95

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

⑯ Patentinhaber:  
Boehringer Ingelheim KG, 55218 Ingelheim, DE

⑯ Vertreter:  
Fuchs und Kollegen, 65189 Wiesbaden

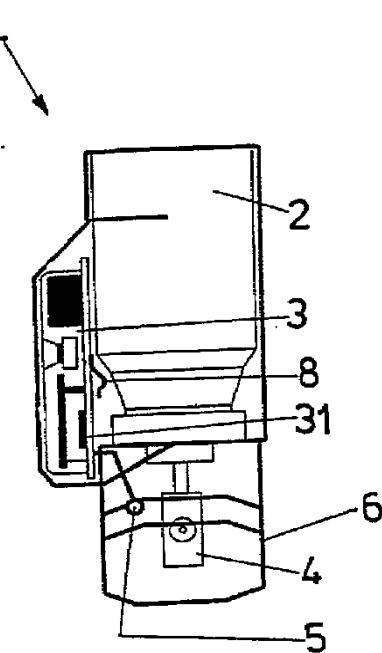
⑯ Erfinder:  
Nöhl, Klaus, Dipl.-Ing., 55218 Ingelheim, DE;  
Sprenger, Harald, 55218 Ingelheim, DE

⑯ Für die Beurteilung der Patentfähigkeit  
in Betracht gezogene Druckschriften:

GB 22 66 466 A  
GB 22 62 452 A  
GB 20 63 075 A  
WO 93 12 823

⑯ Inhalationsgerät mit einem Elektronikmodul zur Funktionsüberwachung

⑯ Es wird bei einem Aerosol-Inhalationsgerät vorgeschlagen, im Bereich der Vernebelungsdüse 4 einen thermischen Sensor 5 anzubringen, der nach Betätigung eines Betätigungsorgans bzw. Auslösung eines Inhalationsvorganges aufgrund der dann erfolgenden Entspannung des Treibgases eine Abkühlung erfährt. Die Betätigung und die Abkühlung werden elektronisch in einem Elektronikmodul 3 erfaßt. Aus dem Signal lassen sich technische und therapeutische Daten herleiten, die dem Anwender über die Anzeigeeinheit bzw. Meldevorrichtungen mitgeteilt werden und die Therapie in der gewünschten Weise beeinflussen.



**DE 44 22 710 C 1**

**X**

## Beschreibung

Die Erfindung geht aus von einem Inhalationsgerät für eine zu inhalierende medizinische Substanz gemäß dem Oberbegriff des Anspruchs 1, wie es aus der WO 93/12823 bekannt ist.

Ein typischer Einsatzfall für ein solches Gerät ist ein akuter Asthmaanfall. Auf die Betätigung eines entsprechenden Betätigungsorgans gelangt das Aerosol, welches aus einem Treibgas sowie aus der darin befindlichen und in diesem verteilten medizinischen Substanz besteht, aus dem dafür vorgesehenen Vorratsbehälter durch eine Düse in den Luftkanal eines Mundstückes, von wo es aktiv vom Patienten eingeatmet wird. Die Auslösung der Aerosol-Abgabe bzw. der Vernebelung kann elektronisch oder mechanisch folgen.

Was bislang nicht erfaßt werden konnte, ist die Tatsache, ob auf Betätigung des Betätigungsorgans tatsächlich eine Vernebelung stattgefunden hat oder nicht. Beispielsweise kann dies verhindert sein durch eine Verstopfung der Düse. Selbstverständlich findet auch keine Vernebelung mehr statt, wenn der Vorratsbehälter des Aerosols geleert ist. Dies kann zu Komplikationen führen, da der Patient vermeintlich die Medizin eingeatmet hat, welche für die Bekämpfung eines akuten Anfalls notwendig ist, dies tatsächlich dann jedoch nicht oder nur zum Teil zutrifft. Eine nur teilweise Zuführung der vorgesehenen Dosis führt beim Patient häufig zu dem Verlangen, durch nochmalige Inhalation die Wirkung der medizinischen Substanz zu steigern. Hierdurch kann ein gefährlicher Zustand durch eine Überdosierung eintreten. Darüber hinaus verliert der den Patient betreuende Arzt die Übersicht über die Anzahl der applizierten Dosen innerhalb eines fest vorgegebenen Zeitintervalls, wodurch eine verantwortungsvolle Behandlung von ärztlicher Seite aus überaus erschwert wird.

Es ist Aufgabe der vorliegenden Erfindung, das eingangs genannte Inhalationsgerät so weiterzubilden, daß die Vernebelung des Aerosols auf Betätigung des Betätigungsorgans hin sicher erkannt und ausgewertet werden kann.

Diese Aufgabe wird mit den Gegenständen der Ansprüche 1 oder 8 gelöst.

Vorteilhafte Weiterbildungen ergeben sich aus den dazugehörigen Unteransprüchen.

Der Kern dieser Lösung ist demnach darin zu sehen, daß unmittelbar an der Düse, an welcher die Vernebelung des Aerosols stattfindet, ein thermischer Sensor angeordnet ist. Dieser erlaubt es, aufgrund der Erkennung der Betätigung und der bei der Vernebelung auftretenden Abkühlung des Treibgases, die Vernebelung des Aerosols positiv zu erfassen, dadurch, daß die Abkühlung des Treibgases zur Abkühlung des thermischen Sensors führt und ein eindeutiges elektrisches Signal erzeugt werden kann. Fehlfunktionen wie verstopfte Düsen oder ein leerer Vorratsbehälter des Aerosols können so sicher erkannt werden.

In einem speziellen und einfachen Ausführungsbeispiel erzeugt die Auswerteelektronik ein Warnsignal bei fehlender Vernebelung und ein Signal, welches die Anzahl der noch im Vorratsbehälter enthaltenen Inhalationsdosen repräsentiert. Diese Signale werden mittels einer geeigneten Anzeige oder, im Fall der Warnung, mit einer akustischen Meldung dem Patienten mitgeteilt. Durch die Überwachung der Vernebelung kann der Anwender gewarnt werden, wenn keine Vernebelung stattgefunden hat, er also keine medizinische Substanz inhaliert hat, wie dies bei einem leeren Vorratsbe-

hälter oder aber insbesondere auch bei einer verstopften Düse der Fall ist.

Gemäß einer weiteren Ausführungsform ist vorgesehen, daß ein weiterer thermischer Sensor außerhalb des Strömungsweges des Aerosols angeordnet ist, welcher ein Referenzsignal erzeugt, das ebenfalls zur Auswerteelektronik geführt wird und mit dem Signal vom ersten thermischen Sensor so verknüpft wird, daß das Ergebnis einen Rückschluß auf die abgegebene Aerosolmenge zuläßt. Die Verknüpfung kann beispielsweise innerhalb eines Differenzverstärkers erfolgen, wo der zeitliche Verlauf der Differenz der Temperatur am ersten thermischen Sensor unmittelbar an der Düse und der Umgebungstemperatur gebildet werden kann. Die nachgeschaltete Auswerteelektronik erhält dann dieses Differenzsignal, wobei dessen Integration in geeigneten Grenzen einen Wert liefert, der mit Hilfe einer in einem Speicher der Auswerteelektronik abgelegten Beziehung hin auf die vernebelte Aerosolmenge führt. Durch die quantitative Erfassung kann dem Patienten nach jeder Inhalation exakte Information darüber gegeben werden, ob eine weitere Inhalation erforderlich ist. Diese Überwachungsmöglichkeit führt zu einer höheren Anwendungssicherheit der Inhalatoren und zu einer effizienteren Therapie.

Umfäßt die Auswerteelektronik gemäß einer noch weiteren Ausführungsform einen Mikrocontroller, so ist diesem vorzugsweise ein Speicher für die Abspeicherung von Daten sowie eine serielle Schnittstelle zugeordnet für eine Kommunikation mit einem externen Computer.

Diese Ausführungsform bietet dem betreuenden Arzt eine auf dem einschlägigen Gebiet Kontrollmöglichkeit dahingehend, ob der Patient nach seinen Vorgaben tatsächlich die verschriebene Anzahl von Inhalationsdosen inhaliert hat und innerhalb welchen Zeitraumes dies erfolgt ist. Eine Fülle von in den Speicher zu schreibenden Daten und damit verbundenen Funktionen sind möglich. So kann der Arzt beispielsweise auch ein Zeitintervall vorgeben, nach welchem eine weitere Inhalation durchzuführen ist und durch eine im Modul vorhandene Echtzeituhr ein optisches und/oder akustisches Signal erzeugt wird, um den Patienten an die weitere Inhalation zu erinnern.

Die Funktionen können überwacht und ihre Durchführung oder aber ihr Scheitern ebenfalls in dem Speicher abgelegt werden. Bei einem weiteren Besuch bei dem betreuenden Arzt können diese Daten dann über die serielle Schnittstelle ausgelesen und vom Arzt interpretiert werden. Zum Beschreiben bzw. zum Auslesen des Speichers ist das Elektronikmodul über die serielle Schnittstelle — wie schon erwähnt — mit einem externen Computer zu verbinden.

Die Präsenz der Auswerteelektronik beim erfindungsgemäßen Inhalationsgerät ermöglicht weitere Funktionen: gemäß einer weiteren Ausführungsform kann der Vorratsbehälter für das Aerosol als Austauschteil ausgebildet sein, so daß er lösbar in das Inhalationsgerät einsetzbar ist. Die Außenseite des lösbar Vorratsbehälters kann optisch kodierte Flächen aufweisen, wie sie beispielsweise bekannt sind bei der sogenannten DX-Kodierung von Kleinbildfilmpatronen in der Fotografie. Die Auswerteelektronik ist dann so ausgebildet, daß sie die in diesem Code enthaltene Information dekodieren kann. Diese Informationen können beispielsweise die Angaben über den Wirkstofftyp der medizinischen Substanz im Aerosol sowie dessen Verfallsdatum umfassen. Diese Daten können ausgelesen werden und

X

in den Mikrocontroller der Auswertelektronik mit beispielsweise den vom Arzt eingegebenen Angaben hinsichtlich des Wirkstofftyps verglichen werden. Bei Abweichungen kann ein Alarmsignal ausgelöst werden. Die bereits angesprochene Echtzeituhr im Elektronikmodul kann herangezogen werden, um das Verfallsdatum der medizinischen Substanz im Aerosol zu überprüfen und bei Überschreitung desselben Alarm auszulösen.

Bei dieser Ausführungsform kann der austauschbare Vorratsbehälter auch selbst über einen elektronischen Speicher verfügen, wobei die in ihm gespeicherten Daten von der Auswertelektronik ausgelesen werden können bzw. diese Daten in den Speicher schreiben kann. Dieser Speicher kann zusätzlich zu der angesprochenen optischen Kodierung vorgesehen sein oder aber auch nur für sich genommen. Zum Datenaustausch zwischen Inhalator und einem externen Computer, der beispielsweise beim behandelnden Arzt steht, kann ein steckbares EEPROM-Modul eingesetzt werden, welches ohne Energieversorgung seine Information behält. Der externe Computer verfügt über einen Adapter, über den Daten in das EEPROM-Modul geschrieben und auch aus diesem gelesen werden können. Über dieses Speichermodul können einerseits dem Gerät die Information über den Wirkstofftyp und die Behandlungsvorschrift mitgeteilt werden und andererseits legt das Gerät selbst die Ist-Therapiedaten hier ab.

Bei einer weiteren Ausführungsform kann am Mundstück des Inhalators ein Sensorkontakt vorhanden sein. Das Signal dieses Sensorkontaktes wird der Auswertelektronik zugeführt. Damit kann geprüft werden, ob der Patient bei korrekter Vernebelung die medizinische Substanz tatsächlich erhalten hat. Es wird verhindert, daß eine an sich korrekte Vernebelung, die in den freien Raum erfolgte, also den Patienten überhaupt nicht erreicht hat, im Speicher als applizierte Dosis eingetragen wird.

Es sei an dieser Stelle nochmals hervorgehoben, daß Voraussetzung für alle diese erwähnten Kontrollmöglichkeiten die Ausstattung des Inhalationsgerätes mit einem thermischen Sensor unmittelbar an der Düse, wo das Aerosol vernebelt wird, und einer Vorrichtung zur Erkennung der Betätigung des Betätigungsorgans sowie mit einer Auswertelektronik, die die Signale von diesem Sensor und der Betätigungserkennung auswertet, ist.

Das eingangs erwähnte Elektronikmodul als von dem eigentlichen Inhalationsgerät unabhängig zu handhabende Teil, das selbst Gegenstand des Handelsverkehrs sein kann, weist erfindungsgemäß ein eigenes Gehäuse auf, welches an das Inhalationsgerät lösbar befestigbar ist, wobei es von sich abragend den wenigstens einen thermischen Sensor, welcher in unmittelbarer Nähe der Düsenöffnung im Inhalationsgerät anzuordnen ist, aufweist.

Das Elektronikmodul kann unabhängig vom Inhalator gefertigt und geprüft werden. Erst beim letzten Fertigungsschritt wird das Elektronikmodul an das Gerät angeklipst und das Komplettgerät endgeprüft. Es kann aber auch unabhängig von einem konkreten Inhalationsgerätyper selbstständig vertrieben werden und als Zubehörteil dienen.

Gemäß einer vorteilhaften Weiterbildung ist auch der erwähnte zweite thermische Referenzsensor an dem Elektronikmodul angeordnet, wodurch die gesamte Einheit sehr kompakt wird, da dieser zweite Sensor nicht etwa am Inhalationsgerät anzubringen ist, zu dem dar-

über hinaus noch eine elektrische Verbindung hergestellt werden müßte.

Der thermische Sensor bzw. die thermischen Sensoren sind vorzugsweise NTC-Widerstände, Thermistoren oder Oberflächen-Thermoelemente, also Elemente, die ihre elektrischen Eigenschaften bei einer Temperaturänderung in auswertbarer Weise ändern.

Die Auswertelektronik kann durch einen Mikrocontroller realisiert werden, oder aber als kundenspezifischer Schaltkreis, in welchem alle erforderlichen elektronischen Funktionen integriert sind, ausgeführt werden. Diese Ausführung ermöglicht es, den Platzbedarf für die Auswertelektronik und den Strombedarf und wegen der damit verbundenen Reduzierung des Batterievolumens, den gesamten Volumenbedarf für das Elektronikmodul zu reduzieren. Die Platine des Elektronikmoduls kann vorteilhafterweise in SMD-Technik ausgeführt sein. Der Mikrocontroller kann aus Platz- und Kostengründen ohne IC-Gehäuse in Chip On Board (COB)- oder per Tape-Automated Bonding (TAB)-Technik bestückt werden. Die Anzeigeeinheit und die notwendigen Batterien werden über einen gekippten Kunststoffrahmen auf der Platine fixiert und über Leitgummi bzw. Kontaktfedern elektrisch mit dieser verbunden.

Ein Ein- und Ausschalten des Gerätes kann ohne zusätzlichen Bedienungsschritt durch Abziehen bzw. Stecken der Verschlußkappe des Inhalationsgerätes erfolgen. Bleibt die Kappe länger geöffnet, schaltet sich die Elektronik nach einer bestimmten festgelegten Zeit selbstständig in einen sogenannten "Sleep Mode" und wird durch Auslösen einer Inhalation automatisch geweckt. Bei aufgesteckter Verschlußkappe kann eine mechanische Verriegelung vorgesehen sein, welche eine Auslösung der Vernebelung unmöglich macht.

Die Anzeigeeinheit kann vorzugsweise ein LCD mit einer 3-stelligen 7-Segment-Anzeige sowie einem Symbol für die Tagesdosiswarnung, Batteriewarnung und Anzeige eines Gerätefehlers sein.

Wird ein neu befüllter Vorratsbehälter des Aerosols in dem Inhalationsgerät eingesetzt, so muß am Elektronikmodul ein Reset-Taster betätigt werden, wobei dann die Restdosis auf einen Wert gesetzt wird, der einer Behälterfüllung entspricht. Diese Funktion kann gemäß einer weiteren Ausführungsform auch mittels der Vorrichtung zur Erkennung der Betätigung, die sowohl beim Betätigen des Betätigungsorgans, als auch beim Behälterwechsel ein Signal an die Auswertelektronik gibt, realisiert werden. Der Reset-Taster wird dann nicht benötigt.

Der Inhalationsvorgang beim erfindungsgemäßen Inhalationsgerät kann im übrigen elektronisch ausgelöst werden. Die hierfür erforderliche Elektronik kann ebenfalls in dem Elektronikmodul untergebracht sein. Fehlauslösungen werden weitgehend durch einen Sensorkontakt am Mundstück verhindert.

Nachfolgend wird das erfindungsgemäße Inhalationsgerät anhand eines Ausführungsbeispiels näher erläutert. Hierbei zeigt:

Fig. 1 eine Vorderansicht des Inhalationsgerätes mit seitlich angeklipstem Elektronikmodul,

Fig. 2 eine Seitenansicht des Inhalationsgerätes aus Fig. 1,

Fig. 3 die Aufsicht auf das Gerät gemäß den Fig. 1 und 2,

Fig. 4 ein Prinzipschaltbild der Auswertelektronik,

Fig. 5a bis 5c zeitliche Verläufe von Ausgangssignalen, und

X

Fig. 6 einen zeitlichen Verlauf der Integration des Differenzsignals zwischen dem thermischen Sensor an der Düsenöffnung und dem Referenzsensor.

Die Fig. 1 bis 3 zeigen Ansichten des Inhalationsgerätes, wobei dies lediglich Prinzipdarstellungen sind und tatsächlichen Schnittansichten nicht entsprechen.

Das Inhalationsgerät 1 weist einen Vorratsbehälter 2 für ein Aerosol auf. Der Vorratsbehälter 2 ist lösbar mit einem Gehäuse verbunden, welches ein Mundstück 6 mit darin verlaufendem Luftkanal 7 aufweist. Durch eine nicht dargestelltes Betätigungsorgan wird eine Dosis des Aerosols aus dem Vorratsbehälter 2 in die Düse 4 eingelassen, wo es vernebelt wird. Diesen Nebel atmet der Patient durch den Luftkanal 7 ein.

Bei diesem Vorgang bewegt sich der Vorratsbehälter 2 und löst über die Vorrichtung zur Erkennung der Betätigung 8 ein Signal aus, welches der Auswertelektronik 31 zugeführt wird. Unmittelbar an der Öffnung der Düse 4 ist der erste thermische Sensor 5 angeordnet. Findet nun eine Vernebelung an der Düse 4 statt, so entspannt sich das Treibgas und die Temperatur sinkt im Bereich der Düsenöffnung ab. Diesen Temperaturabfall detektiert der thermische Sensor 5 und erzeugt ein entsprechendes Signal, welches ebenfalls der Auswertelektronik 31 zugeführt wird.

Wie bereits erwähnt ist das Elektronikmodul 3 an das Inhalationsgerät 1 angeklopft und selbständig handhabbar. Es ist von kompakter Bauweise und enthält alle notwendigen Komponenten, von denen in den Fig. 1 bis 3 die Batterien 36 und die optische Anzeige 34 mit Bezugszeichen versehen sind. Die optische Anzeige besteht vorzugsweise aus einer 3-stelligen 7-Segment-LCD-Anzeige. Das Prinzipschaltbild der Auswertelektronik 30 ist in Fig. 4 dargestellt; Kernstück ist eine Auswertelektronik 31, der das Signal der Vorrichtung 8 zur Erkennung der Betätigung und das Signal vom thermischen Sensor 5 zugeführt wird. Aktiviert wird die Auswertelektronik erst dann, wenn der Kontakt 33 geschlossen ist, was dann der Fall ist, wenn die Verschlußkappe des Gerätes entfernt worden ist.

Gespeist wird die Schaltung durch die Batterie 36. Die Anzeige erfolgt über die bereits erwähnte Anzeigeeinheit 34.

Schließlich ist noch ein Reset-Schalter 35 vorgesehen, der betätigt werden muß, wenn ein neu gefüllter Vorratsbehälter in das Inhalationsgerät 1 eingesetzt wird, so daß die verbleibende Restdosis auf einen Wert im Speicher der Auswertelektronik 31 so gesetzt wird, daß er einer Füllung des Vorratsbehälters entspricht.

Die Signalaufbereitung wird kurz anhand der Fig. 5 und 6 erläutert.

Fig. 5a zeigt den Verlauf der Spannung  $U_1$  am thermischen Sensor 5. Mit der Entspannung des Treibgases an der Düse 4 und mit der damit einhergehenden Abkühlung des Sensors 5 steigt die Spannung  $U_1$  zunächst steil an und fällt nach dem Vernebelungsvorgang entsprechend der thermischen Zeitkonstante auf ihren 60 ursprünglichen Wert ab.

Fig. 5b veranschaulicht den zeitlichen Verlauf einer Ausgangsspannung  $U_2$  eines frequenzselektiven Verstärkers, an dessen Eingang die Spannung  $U_1$  aus Fig. 5a anliegt. Man erkennt, daß  $U_2$  im Falle der Vernebelung (Ereignis) einen ausgeprägten Impuls aufweist.

Die Spannung  $U_2$  wird beispielsweise einem Komparator zugeführt, der im Ruhezustand eine konstante positive Ausgangsspannung hat und bei korrekter Vernebelung einen negativen Impuls abgibt bzw. im Ereignis-

zeitpunkt kurzzeitig die Spannung Null annimmt. Die Spannung  $U_3$  ist das digitale Eingangssignal für die auswertende Elektronik. Verstärker und Komparator können Teil der Auswertelektronik sein.

Fig. 6 schließlich zeigt die Möglichkeit der elektronischen Auswertung, wenn ein weiterer thermischer Sensor (nicht dargestellt) als Referenzsensor vorhanden ist, welcher der Umgebungstemperatur ausgesetzt ist. Mit Hilfe eines Differenzverstärkers kann nämlich der zeitliche Verlauf der Differenz zwischen der Umgebungstemperatur und der Temperatur an der Düse 4 im Inhalationsgerät 1 gebildet werden und einem Analog-Digital-Wandler einer im Mikrocontroller enthaltenen Recheneinheit zugeführt werden. Die Integration dieses Signals  $U_1$  aus Fig. 6 in geeigneten Grenzen  $t_1$  und  $t_2$  liefert eine Größe

$$20 \quad Q' = \int_{t_1}^{t_2} u_1(t) dt$$

die mit Hilfe einer in einem ROM-Speicherbaustein der Recheneinheit abgelegten, eindeutigen Beziehung auf die tatsächlich vernebelte Aerosolmenge  $Q$  führt.

#### Patentansprüche

##### 1. Inhalationsgerät mit

- einem Vorratsbehälter für ein aus Treibgas und darin verteilter, zu inhalierender medizinischer Substanz bestehendes Aerosol,
- einem Betätigungsorgan und einem in seinem Inneren einen Luftkanal aufweisenden Mundstück, wobei nach Betätigung des Betätigungsorgans Aerosol aus dem Vorratsbehälter durch eine Düse in den Luftkanal des Mundstückes zum aktiven Einatmen der medizinischen Substanz tritt,
- einem Elektronikmodul (3) mit einer Auswertelektronik (31) zur Funktionsüberwachung, und
- mit einer Anzeigevorrichtung (34) zur Ausgabe des von der Auswertelektronik (31) erzeugten Auswerteergebnisses

dadurch gekennzeichnet, daß der Auswertelektronik (31) Signale von wenigstens einem, im Strömungsbereich der Düse (4) angeordneten thermischen Sensor (5) und von einer Vorrichtung (8) zur Erkennung der Betätigung zugeführt werden.

2. Inhalationsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswertelektronik (31) ein Warnsignal erzeugt, wenn keine Vernebelung stattgefunden hat.

3. Inhalationsgerät nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß ein zweiter thermischer Sensor außerhalb des Strömungsweges des Aerosols angeordnet ist und ein Referenzsignal erzeugt, welches zur Auswertelektronik (30) geführt wird und mit dem Signal vom ersten thermischen Sensor (5) so verknüpft wird, daß das Ergebnis einen Rückschluß auf die abgegebene Aerosolmenge zuläßt.

4. Inhalationsgerät nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Auswertelektronik (31) durch einen Mikrocontroller oder durch einen kundenspezifischen Schaltkreis realisiert ist, dem ein Speicher sowie eine serielle Schnittstelle

X

zugeordnet ist, mittels derer von außen Daten in den Speicher geschrieben werden bzw. aus dem Speicher ausgelesen werden können.

5. Inhalationsgerät nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß der Vorratsbehälter (2) lösbar in das Inhalationsgerät (1) einsetzbar ist, und an seiner Außenseite optisch kodierte Flächen aufweist, wobei das Elektronikmodul (3) die im Code enthaltene Information decodieren kann. 5

6. Inhalationsgerät nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß der austauschbare Vorratsbehälter (2) einen elektronischen Speicher aufweist, wobei die in ihm gespeicherten Daten von der Auswerteelektronik (31) gelesen werden können bzw. diese Daten in den Speicher schreiben kann. 10

7. Inhalationsgerät nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß der Speicherbaustein im austauschbaren Vorratsbehälter (2) als EEPROM-Modul ausgebildet ist. 15

8. Elektronikmodul zur Funktionsüberwachung des Inhalationsgerätes nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß es am Inhalationsgerät lösbar befestigbar ist, und daß es von sich abragend den wenigstens einen thermischen Sensor (5) aufweist, derart, daß der Sensor (5) nach 25 Herstellung der Verbindung mit dem Inhalationsgerät (1) dicht an der Öffnung der Düse (4) anliegt.

9. Elektronikmodul nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß auch der zweite thermische Sensor an ihm angeordnet ist. 30

10. Elektronikmodul nach Anspruch 8 oder 9, dadurch gekennzeichnet, daß der thermische Sensor (5) bzw. die thermischen Sensoren NTC-Widerstände, Thermistoren oder Oberflächen-Thermoelemente sind. 35

---

Hierzu 4 Seite(n) Zeichnungen

---

40

45

50

55

60

65

X

**- Leerseite -**

FIG.1

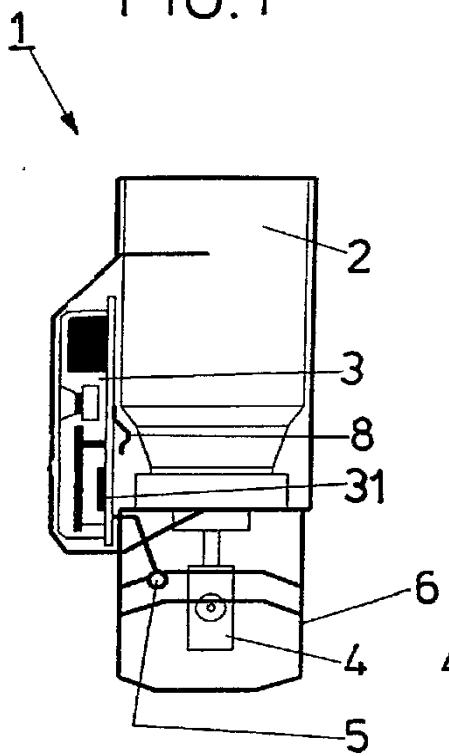


FIG.2

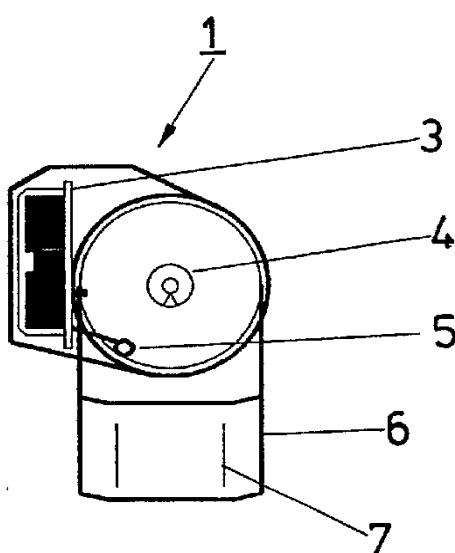
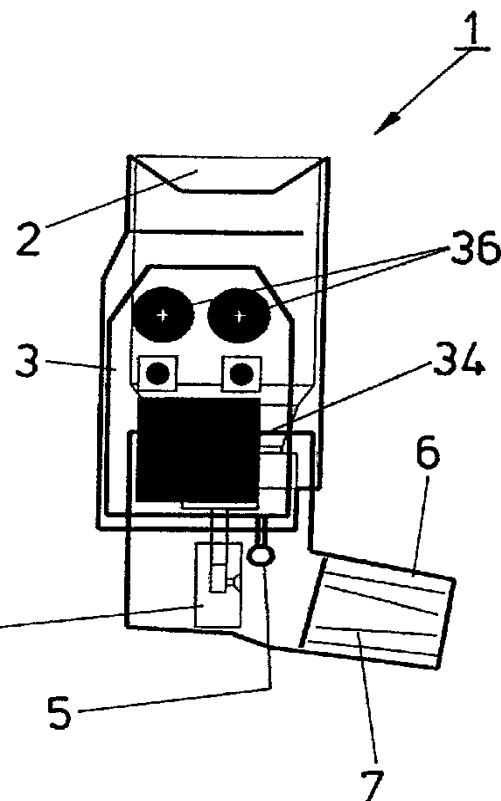


FIG.3

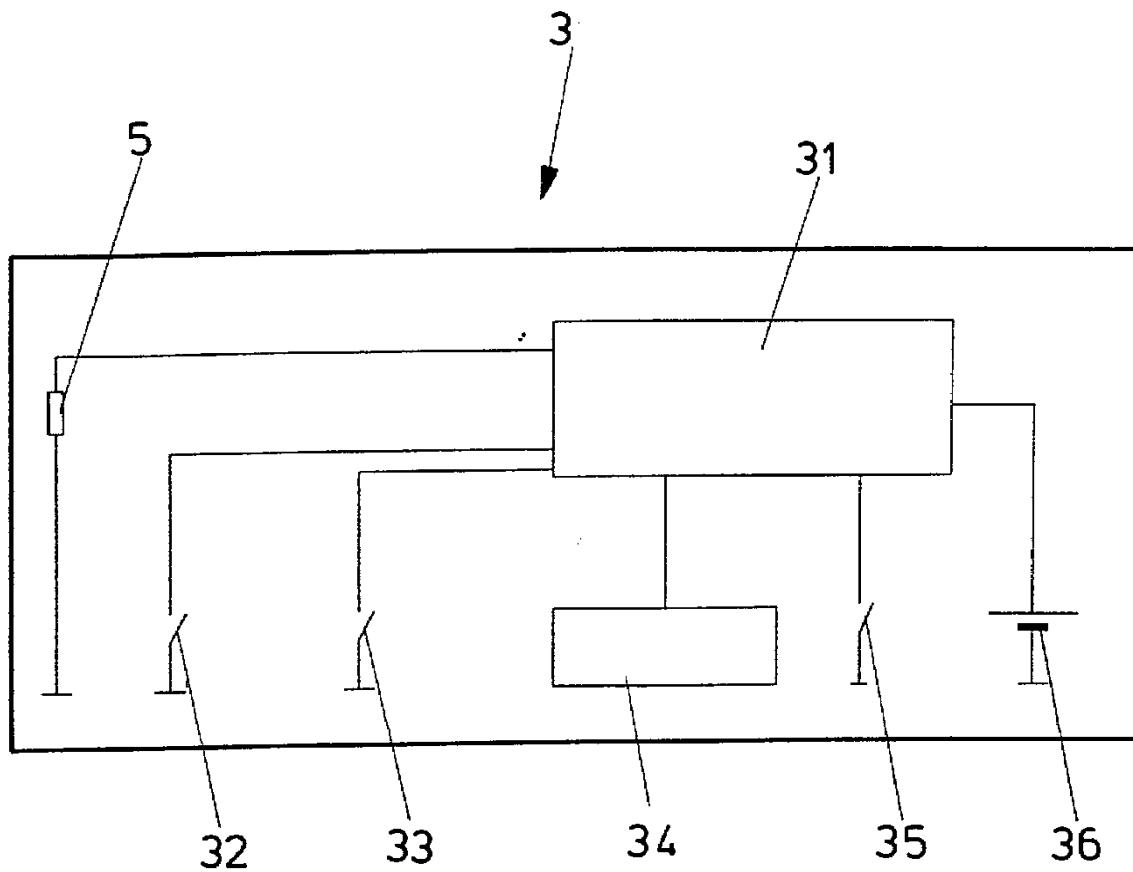


FIG. 4

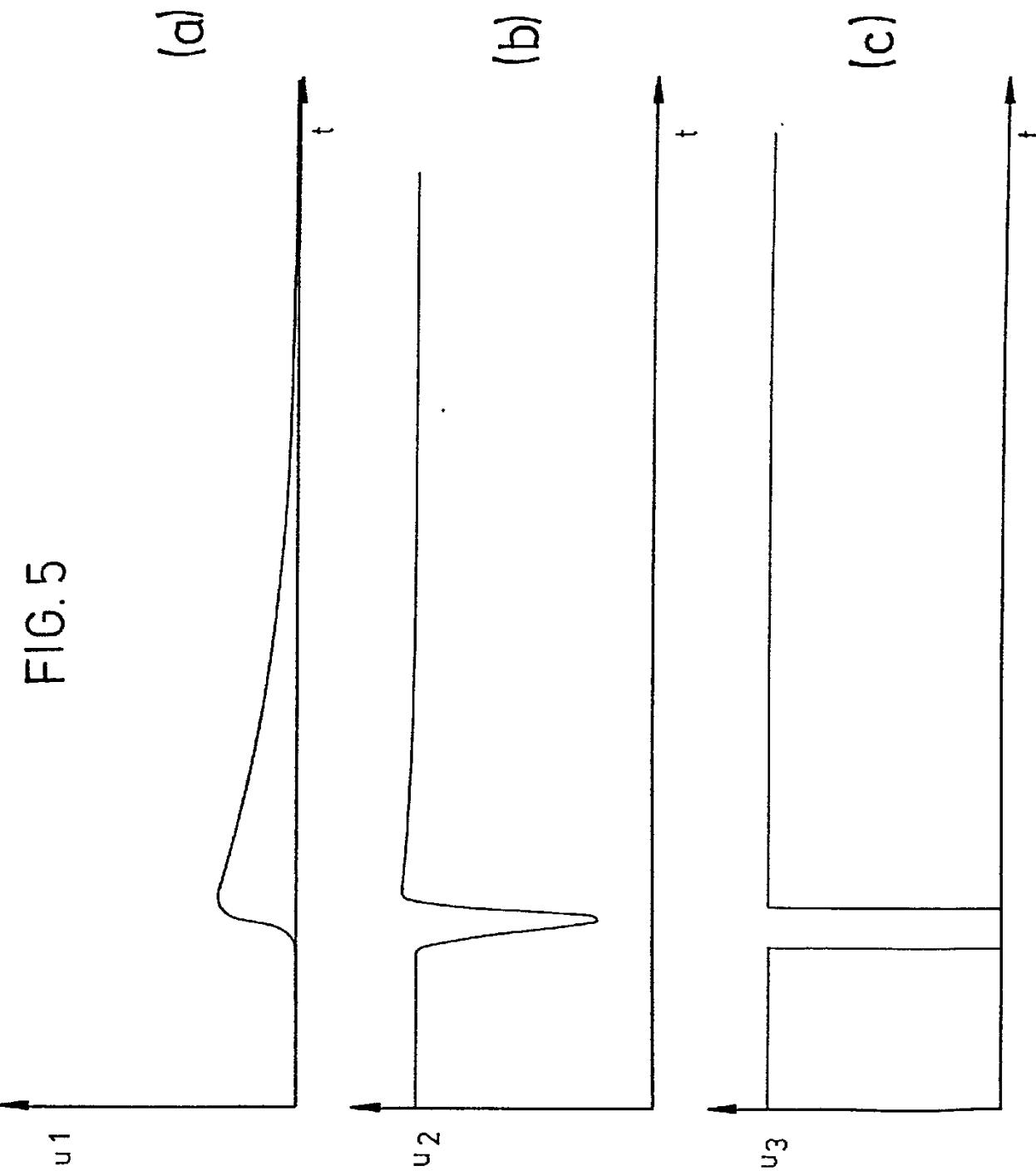


FIG. 6

